# Sistema de Medición de Temperatura, Glucosa y Presión Arterial

**Juárez Payes, Luis Alejandro**
Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala, Guatemala, Guatemala, jua07107@uvg.edu.gt
**Mejía Orozco, Edwing Isaac**
Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala, Guatemala, Guatemala, mej07076@uvg.edu.gt
**Rivera Marroquín, Juana Marlene**
Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala, Guatemala, Guatemala, riv07856@uvg.edu.gt
**Cruz del Valle, Clara Lucía**
Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala, Guatemala, Guatemala, cru07205@uvg.edu.gt
**Ing. Reina García-Salas, Luis Fernando**
Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala, Guatemala, Guatemala, lfreina@uvg.edu.gt
**MSc. Esquit, Carlos Alberto**
Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala, Guatemala, Guatemala, caesquit@uvg.edu.gt

## ABSTRACT

This project corresponds to the implementation of group of sensors capable of measuring a patient`s blood pressure, glucose and corporal temperature. The system is part of the sensors network Konócete, which is a remote vital signs monitoring network capable of sending a SMS with the health status of an over 18 year old patient to the responsible of his or her medical condition. The system counts with an ADC digital sphygmomanometer and a Roche Accu-Chek Aviva, in which for both cases an implementation of a circuit was made in order to communicate with them and acquire their measurements, so then those measurements could be sent to the Information Central of Konócete. A digital oral thermometer was designed to acquire the patient's temperature. For the acquisition of the patient's blood pressure, the circuit designed was capable of reading the EEPROM HT24LC16 of the sphygmomanometer used. For the acquisition of the glucose concentration, the circuit designed and implemented was capable of communicating, in an infrared manner with the glucometer. For this circuit, a PIC24FJ64GB002 microcontroller and a TFDU4101 transceiver were used. Finally, with the DS18B20 it was possible to implement an oral thermometer with an accuracy of ±0.4°C.

**Keywords:** Temperature, glucose, blood pressure, telemedicine.

## RESUMEN

Este proyecto corresponde a la implementación de un grupo de sensores capaces de medir la presión arterial, glucosa y temperatura corporal El sistema es parte de la red de sensores Konócete, la cual es una red de monitoreo remoto de signos vitales capaz e mandar mensajes de texto con la información de la salud de pacientes mayores a 18 años a los responsables de su condición médica. El sistema cuenta con un esfigmomanómetro digital ADC 6015 y un glucómetro Roche Accu-Chek Aviva, para los cuales se diseñó un circuito capaz de comunicarse con estos y adquirir las mediciones realizados por estos dispositivos, para finalmente ser enviados a la central de información de Konócete. Se diseñó una termómetro digital fue diseñado para adquirir la temperatura oral del paciente. En el caso del esfigmomanómetro, el circuito diseñado es capaz de leer la memoria EEPROM HT24LCD16 con que cuenta el dispositivo. En el caso de la concentración de glucosa, el circuito implementado es capaz de comunicarse de manera infrarroja con el glucómetro. Para dicho circuito, se utilizo un a PIC24FJ64GB002 y el transceptor TFDU4101. Finalmente, con el DS18B20 fue posible implementar un termómetro oral con una exactitud de ±0.4°C.

## 1. INTRODUCCIÓN

Este proyecto busca incursionar en Guatemala en el campo de la telemedicina, un concepto que implica el intercambio de información de manera electrónica, de tal manera que mejore el control de la salud del paciente. Dentro de los servicios de la telemedicina se incluyen las consultas de pacientes de manera virtual, monitoreo vital de manera remota y educación médica en áreas remotas (American Telemedicine Association, 2011).

El proyecto Konócete (Cruz del Valle, Juárez Payes, Mejía Orozco, & Rivera Marroquín, 2011) tiene como objetivo principal la implementación de una red remota de monitoreo de signos vitales en pacientes mayores a los 18 años, de tal manera que la información adquirida correspondiente a la salud del paciente sea enviada por medio de mensaje de texto al personal encargado del paciente. Dentro de los signos vitales que esta red es capaz de monitorear se encuentra la presión arterial sistólica y diastólica, pulso cardíaco, temperatura corporal, frecuencia respiratoria, concentración de glucosa en la sangre y peso corporal.

De esta cuenta, el sistema de medición de temperatura corporal, glucosa y presión arterial consiste en el diseño e implementación de los circuitos capaces de la adquisición de las mediciones realizadas por el esfigmomanómetro digital ADC 6015 (American Diagnostic Corp., 2009) y el glucómetro Roche Accu-Chek Aviva (Roche Diagnostics, 2010), sin alterar su funcionamiento normal. Así mismo, este módulo comprende el diseño e implementación de un termómetro digital capaz de adquirir la temperatura corporal del paciente de manera oral. De igual manera, en los circuitos implementados se integró la capacidad de enviar de manera inalámbrica, por medio del protocolo Bluetooth, la información registrada a la Unidad Central de Información de la red Konócete.

En cuanto a la adquisición de la presión arterial y concentración de glucosa en la sangre, la implementación de sensores comerciales capaces de obtener estos parámetros corporales se fundamenta en el aprovechamiento de las especificaciones que el fabricante ofrece, dotando al módulo de mayor confiabilidad, así como mayor comodidad al paciente en su uso y portabilidad, mismas premisas que se tomaron en cuanta para el diseño e implementación del termómetro digital.

En el caso de esfigmomanómetro digital ADC 6015, la adquisición de la presión arterial sistólica y diastólica, así como del pulso cardíaco, se realizó mediante la intervención de la memoria serial EEPROM con que cuenta el dispositivo. De esta manera, el circuito implementado es capaz de determinar cuándo una nueva medición es realizada y almacenada, para luego adquirirla mediante la lectura de la localidad en memoria donde se almacenó, mediante el protocolo de comunicación $I^2C$ con que esta cuenta.

Por otro lado, la adquisición de la concentración de glucosa en la sangre del paciente registrada por el glucómetro Accu-Chek Aviva se llevó a cabo aprovechando las capacidades de comunicación infrarroja con que este cuenta. De esta forma, a partir de la implementación de un transceptor infrarrojo, se estableció la comunicación con el dispositivo siguiendo el protocolo del fabricante decodificado mediante un circuito analizador de paquetes.

Finalmente, la implementación del termómetro digital para la adquisición de la temperatura corporal se llevó a cabo mediante el termómetro digital DS18B20 (Maxim Integrated Products, 2008), cuyo rango de medición de temperatura, así como resolución, lo hacen ideal para los objetivos propuestos en la medición de este signo vital.

Dentro de los resultados más importantes alcanzados en este proyecto se encuentra que el circuito diseñado para la adquisición de la presión arterial es capaz de adquirir las mediciones realizadas por el esfigmomanómetro ADC 6015 intervenido. Así mismo se logró implementar un circuito capaz de establecer comunicación infrarroja con el glucómetro Accu-Chek Aviva, obteniéndose la concentración de glucosa en el paciente en un tiempo menor a los 30 segundos. Finalmente, se logró implementar un termómetro corporal capaz de obtener la temperatura del paciente de manera oral con una exactitud de 0.4°C en un tiempo promedio de 83 segundos.

## 2. METODOLOGÍA

Para alcanzar el objetivo de implementar los medidores capaces de adquirir la concentración de glucosa en la sangre, presión arterial y temperatura corporal, se procedió de la siguiente manera:

1. Se recolectó información en medios electrónicos referente a las soluciones comerciales que existen actualmente para la adquisición de los signos vitales propuestos.

2. Se seleccionó e hizo efectiva la adquisición de los medidores comerciales a utilizar en el módulo, tomando en cuenta criterios que incluyen: confiabilidad de las mediciones, precio del dispositivo, comodidad en su uso por parte del usuario, así como capacidad de almacenamiento y de comunicación con otros dispositivos.

3. En el caso del glucómetro y esfigmomanómetro seleccionados, se desmontó la placa electrónica principal de los dispositivos, de tal manera que se tuviera acceso a los códigos de identificación de los circuitos integrados que la conforman.

4. Se consultó en referencias electrónicas los códigos de identificación de los circuitos integrados encontrados en el glucómetro y esfigmomanómetro, de tal manera que se comprendiera la función que estos cumplen en la operación del medidor.

5. Se procedió a la intervención de las señales presentes en los componentes de interés utilizando los instrumentos del laboratorio electrónico, así como el diseño de circuitos especializados.

6. Se tabularon señales y paquetes de datos encontrados durante las mediciones, que con ayuda de las fuentes consultadas y el análisis de estas señales, permitieron identificar la estructura del manejo de los datos adquiridos por cada uno de los instrumentos.

7. Para la medición de la concentración de glucosa en la sangre y presión arterial, se implementó un circuito diseñado de tal manera que éste se pueda integrar al instrumento sin afectar su funcionamiento normal, y al mismo tiempo cumplir el protocolo de comunicación impuesto por la unidad central de información.

8. Se diseñó e implementó un termómetro, utilizando el sensor de temperatura seleccionado, capaz de adquirir la temperatura corporal de manera oral, buscando la comodidad del mismo durante su uso.

9. Se realizaron mediciones de temperatura de manera oral con el termómetro diseñado, así como con el termómetro Microlife MT3001 (Microlife Inc, 2010) de referencia, siendo cada una de estas mediciones espaciada en 5 minutos por paciente.

## 3. RESULTADOS

En la Fig. 1 se muestra el circuito implementado, en el cual el microcontrolador PIC16F887 (Microchip Inc., 2011) se encarga de la detección del almacenamiento en memoria de la presión arterial y pulso cardíaco en el esfigmomanómetro ADC 6015, utilizando el protocolo de comunicación $I^2C$.

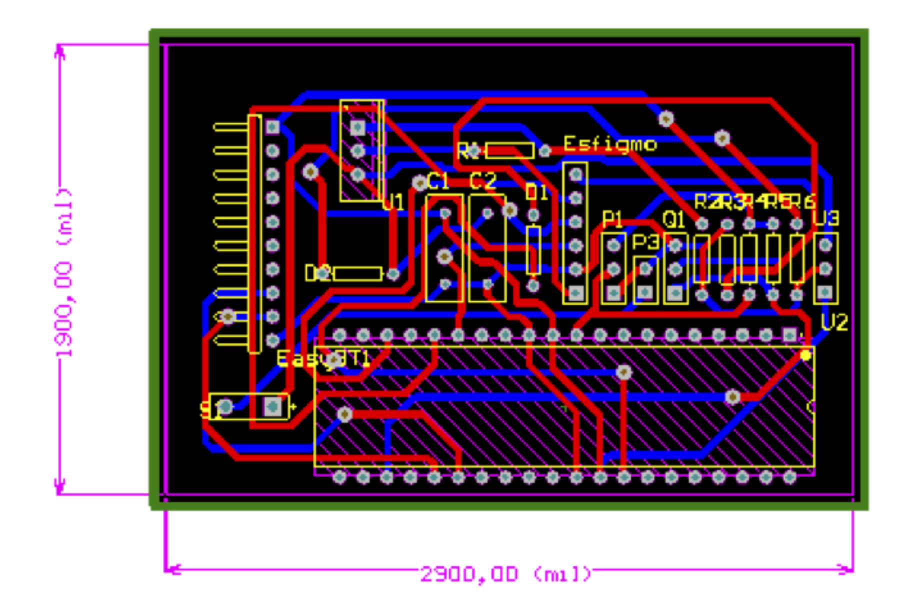



**Figura 1: Circuito implementado para la adquisición de medición realizada por el esfigmomanómetro ADC 6015.**

En la Fig. 2 se ilustra el circuito implementado para la comunicación infrarroja con el glucómetro Accu-Chek Aviva, para la adquisición de la concentración de glucosa en el paciente.

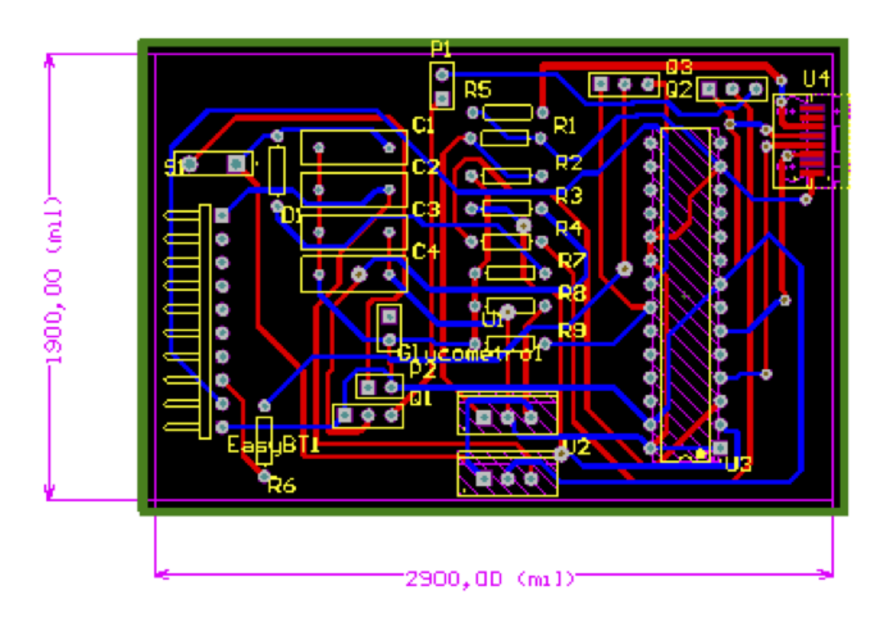



**Figura 2: Circuito implementado para la comunicación infrarroja con el glucómetro Accu-Chek Aviva.**

En la Figura 3 se observa la implementación del termómetro oral diseñado, en la cual el termómetro digital DS18B20 se encuentra protegido para evitar el contacto del mismo con la saliva del paciente.



**Figura 3: Termómetro oral implementado**

En la Figura 4 se muestra el algoritmo implementado para la adquisición de la temperatura corporal del paciente, el cual busca determinar cuando ambos cuerpos han alcanzado un equilibrio térmico.

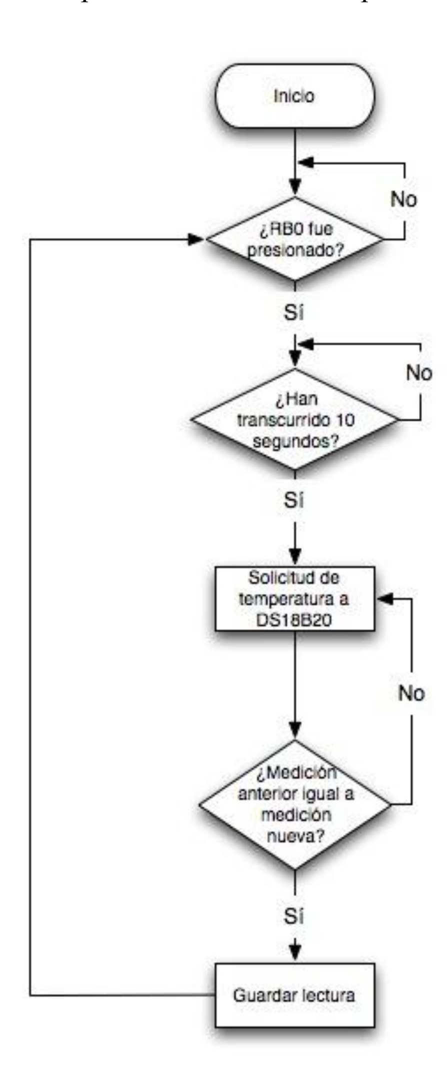



**Figura 5: Diagrama de flujo del programa para la medición de temperatura.**

En la Tabla 1 se muestra la comparación de las mediciones realizadas por el termómetro oral diseñado, con aquellas obtenidas por el instrumento de referencia. Así mismo, se muestra el porcentaje de error encontrado.

**Tabla 1: Mediciones realizadas con termómetro diseñado.**

| Individuo | Temperatura referencia (°C) | Temperatura Diseño (°C) | Tiempo de adquisición (s) | % Error |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 36.4 | 36.3 | 90 | 0.27 |
| 2 | 37 | 37 | 70 | 0.00 |
| 3 | 36.5 | 36.4 | 80 | 0.27 |
| 4 | 37 | 36.8 | 70 | 0.54 |
| 5 | 36.4 | 36.4 | 100 | 0.27 |
| 6 | 37 | 37 | 90 | 0.00 |
| 7 | 36.8 | 36.4 | 70 | 1.09 |
| 8 | 36.8 | 36.9 | 90 | 0.27 |
| 9 | 36.6 | 36.4 | 70 | 0.54 |
| 10 | 37 | 37 | 100 | 0.00 |
| 11 | 36.7 | 36.6 | 70 | 0.27 |
| 12 | 37.0 | 36.9 | 120 | 0.27 |
| 13 | 36.4 | 36.4 | 70 | 0.00 |
| 14 | 36.4 | 36.5 | 80 | 0.27 |
| 15 | 36.8 | 36.6 | 70 | 0.54 |

## 4. DISCUSIÓN

A partir de los objetivos planteados para este módulo, así como del seguimiento de la metodología planteada para su cumplimiento, fue posible implementar dispositivos que sean capaces realizar las mediciones de los signos vitales de concentración de glucosa en la sangre, presión arterial y temperatura corporal, de tal manera que dicha información pueda ser enviada a la unidad central de información cuando esta lo requiera. Es de mencionar, que una de las principales limitaciones encontradas en el desarrollo de este proyecto, fueron las limitaciones tecnológicas con que se cuentan, resultando en la necesidad de adecuar instrumentos comerciales dedicados a la adquisición de estos signos vitales. Así mismo, aun cuando se hubiese contado con las herramientas tecnológicas necesarias, se considera que la tarea de diseñar un instrumento médico de este tipo, tomando en cuenta las implicaciones que un mal diseño podrían tener para la salud del paciente, es una actividad ardua que requiere una amplia experiencia en el campo de la instrumentación electrónica. No obstante lo anterior, se considera un importante logro abrir una nueva rama de investigación en Guatemala, de tal forma que en futuros proyectos se retome el concepto de telemedicina para ampliar sus alcances.

A partir de lo anterior fue posible la integración de un circuito capaz de la adquisición automática de la última medición realizada por el esfigmomanómetro. En la Figura 1 se muestra el circuito implementado, en el cual el microcontrolador PIC16F887 se encarga de la detección del almacenamiento en memoria mediante la detección de la desactivación del pin de WP de la memoria durante el almacenamiento, siendo necesario el monitoreo del pin de alimentación de la memoria para evitar que la desactivación de pin WP que se dé cuando el dispositivo entra en modo de espera sea detectado como un almacenamiento en memoria. A partir de la detección de esta condición, el microcontrolador establece comunicación con la memoria por medio del bus $I^2C$ que el esfigmomanómetro implementa. De esta forma, cuando una medición es almacenada, el código implementado accede al dato almacenado en la localidad 0 de la memoria, de tal manera que se establece el número de memorias utilizadas, y el cual al ser multiplicado por 8, permite la adquisición de la última presión sistólica medida, para luego, de manera secuencial, adquirir la diastólica y pulso cardíaco.

Por su parte, en la implementación del circuito para obtener la concentración de glucosa en la sangre, Figura 2, este presentó la dificultada de implementar un protocolo según el estándar IrDA, un protocolo de comunicación con el cual no se había trabajado previamente, lo cual implicó una exhaustiva consulta de referencias, tomando en cuenta que no se disponía con detalles específicos del protocolo implementado por el glucómetro Accu-Chek Aviva. De esta forma, el concepto de un analizador de paquetes fue fundamental para la decodificación del protocolo, habiendo, claro está, realizado varias pruebas en los diferentes modos que el protocolo IrDA implementa. Es así como a partir de la secuencia de datos recabada con el analizador de paquetes se encontró que el protocolo IrDA es en el modo RAW. De igual manera, el papel que, tanto el microcontrolador PIC24FJ64GB002 (Microchip Inc, 2011) como el TFDU 4101 (Vishay Inc, 2011) juegan en la implementación de la capa física del protocolo IrDA (Infrared Data Association, 2011) simplifica en gran manera la implementación del protocolo de comunicación ya mencionado. Por otro lado, otra de las dificultades presentadas en la implementación de este circuito, fue la decodificación de las instrucciones a partir de la trama de valores hexadecimales obtenidos, proceso que implicó la búsqueda de patrones, siendo la tabla de códigos ASCII de gran ayuda para dicha tarea. Finalmente, la obtención del dato almacenado en memoria representó menor complejidad, ya que a partir de los bytes obtenidos solo fue necesario ubicar, de acurdo a su representación ASCII, los datos que coincidieran con la última medición registrada en el dispositivo, así como la hora y fecha de la medición. Uno de los aspectos importantes a destacar, es el hecho que al ser el protocolo de comunicación IrDA RAW, no es posible determinar cuándo se ha interrumpido la comunicación. No obstante, dado que el circuito que se ha integrado al dispositivo se encuentra fijado a este, se garantizará en todo momento que nada bloque la línea de visión entre el transceptor IrDA del glucómetro y el del circuito diseñado.

Es de notar que en el desarrollo de este objetivo, no fue necesario realizar una medición de la efectividad del circuito, ya que únicamente se debía determinar la capacidad del mismo de obtener la información. En cuanto al tiempo de adquisición de la información, se encontró que este no es crítico, cumpliéndose en un tiempo mucho menor que los 30 segundos máximos propuestos en los objetivos, dependiendo prácticamente del tiempo que el glucómetro tarda en realizar la muestra luego que la muestra de sangre se ha colocado en la tira.

Por otro lado, en el diseño del termómetro para la adquisición de la temperatura corporal de manera oral, el termómetro digital DS18B20 resultó de gran utilidad en la implementación, principalmente porque este brinda la medición de manera digital, además que este se encuentra calibrado por el fabricante para ofrecer mediciones precisas. De esta forma, al utilizar este dispositivo se evitó la necesidad de implementar un circuito que midiera la temperatura de manera analógica, lo que hubiese implicado la caracterización del mismo, así como el diseño de circuitos para acomodar las señales y luego digitalizarlas. De esta forma, la tarea de la implementación del termómetro se resumió a la configuración del dispositivo de tal manera que se pudiera obtener la máxima resolución del dispositivo, es decir, 12 bits, y con los cuales se obtuvo una resolución de 0.1°C en la lectura de la temperatura. No obstante lo anterior, la configuración del DS18B20 con 12 bits de resolución, implica un aumento en el tiempo de conversión del dispositivo, siendo este de 750 milisegundos por lectura, lo cual, por el algoritmo implementado en él termómetro diseñado, no representa un problema como se describirá a continuación.

De esta forma, el algoritmo implementado consiste en la acomodación, vía software, del formato en la cual el DS18B20 devuelve la lectura en una cadena de caracteres que representa la temperatura medida. Así mismo, en este algoritmo se procede a muestrear la temperatura cada 10 segundos, razón por la cual, el retraso en tiempo de conversión para la configuración de 12 bits, mencionado previamente, no afecta en el resultado final. Durante cada muestreo la temperatura es comparada con la anterior medida, de tal manera que cuando estas coinciden, se ha llegado a un equilibrio térmico entre la temperatura del paciente y la del termómetro. Cabe mencionar, que la exactitud depende enteramente de este tiempo, ya que si se aumenta el tiempo en el muestreo, se podrá mejorar la exactitud alcanzada, sin embargo, el termómetro será más lento en la adquisición de la temperatura del paciente. Así mismo, este tiempo de adquisición de la temperatura depende de la transferencia de calor del material que recubre el termómetro DS18B20. Aun cuando se buscó un material con buena conducción térmica, el tiempo en que el cambio de temperatura afecta al DS18B20 retrasa la medición.

En cuanto a los resultados obtenidos a partir de las pruebas realizadas con el termómetro diseñado, se encontró, como se muestra en la Tabla 1, que este cumple con los ±0.4°C de exactitud propuestos para el

dispositivo. De esta forma, se encontró que el porcentaje de error máximo encontrado con respecto al termómetro de referencia corresponde a 1.09%, lo cual equivale a 0.4°C de diferencia. Es de mencionar que la efectividad del termómetro diseñado depende en gran manera del correcto uso del termómetro, ya que si el usuario no mantiene estable el termómetro, o la punta, donde se encuentra incorporado el DS18B20, no tiene contacto con el tejido debajo de la lengua, las mediciones serán erróneas, situación que no es posible controlar, pudiéndose únicamente instruir previamente al usuario en su utilización. Finalmente, en la determinación del tiempo de adquisición de la temperatura del paciente, se encontró que en promedio el dispositivo tarda 83 segundos.

## 5. CONCLUSIONES

1. Mediante la implementación de un circuito capaz de leer la memoria EEPROM HT24LC16 con que cuenta el esfigmomanómetro digital ADC 6015, fue posible la adquisición automatizada de la presión arterial y pulso cardíaco del paciente de tal manera que dicha información pueda ser enviada a la unidad central de información de la red de sensores Konócete en un tiempo menor a 45 segundos, con una exactitud en la medición de acuerdo al fabricante de 3 mmHg.
2. Se logró la adquisición de las mediciones de concentración de glucosa en la sangre realizadas por el glucómetro Accu-Chek Aviva mediante la implementación de un circuito capaz de establecer comunicación infrarroja con el dispositivo, siendo el tiempo de adquisición de la misma menor a los 30 segundos.
3. Se logró implementar un termómetro digital capaz de adquirir la temperatura corporal del paciente de manera oral utilizando el termómetro digital DS18B20, obteniéndose una exactitud de ±0.4°C en la medición, cuando el dispositivo es utilizado adecuadamente, siendo el tiempo de adquisición en promedio de 83 segundos.

## REFERENCIAS


American Diagnostic Corp. (2009). ADC Digital Wrist Blood Pressure Monitor 6015 Manual.

Cruz del Valle, C. L., Juárez Payes, L. A., Mejía Orozco, E. I., & Rivera Marroquín, J. M. (Diciembre de 2011). *Konócete: Red Sensorial de Signos Vitales.* Universidad del Valle de Guatemala, Departamento de Ingeniería Electrónica, Guatemala.

Holtek Semiconductors Inc. (Febrero de 2003). *HT24LC16.* Recuperado el 25 de 11 de 2011, de All Datasheet: http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/84988/HOLTEK/HT24LC16.html

Infrared Data Association. (Enero de 2011). Obtenido de IrDA: http://www.irda.org/index.cfm

Maxim Integrated Products. (Noviembre de 2008). *DS18B20 Datasheet.* Recuperado el 25 de 11 de 2011, de Maxim Integrated Products: http://datasheets.maxim-ic.com/en/ds/DS18B20.pdf

Microchip Inc. (Enero de 2011). *PIC 24FJ64GB002 Datasheet.* Recuperado el 25 de Noviembre de 2011, de Microchip: http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39940d.pdf

Microchip Inc. (Octubre de 2011). *PIC 16F887 Datasheet.* Recuperado el 25 de 11 de 2011, de University of Skatchwan: http://www.engr.usask.ca/classes/EE/391/notes/PIC16F886.pdf

Microlife Inc. (2010). Manual de Usuario MT3001.

Roche Diagnostics. (2010). Accu-Chek Aviva Medidor de Glucemia Manual de Usuario.

Vishay Inc. (Junio de 2011). *TFDU 4101 Datasheet.* Recuperado el 25 de Noviembre de 2011, de All Datasheet: http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/157048/VISHAY/TFDU4101.html


## *Authorización y Renuncia*